



DEUTSCHES

PATENTAMT

(21) Aktenzeichen: P 44 27 991.4

(22) Anm. Idetag: 8. 8. 94

(43) Offenl. gungstag: 15. 2. 96

(71) Anmelder:

Bührer, Michael, 80992 München, DE; Rau, Harald, Dr., 72108 Rottenburg, DE; Weitkunat, Rolf, Dr., 82223 Eichenau, DE

(74) Vertreter:

PAe Reinhard, Skuhra, Weise & Partner, 80801 München

(72) Erfinder:

gleich Anmelder

(56) Für die Beurteilung der Patentfähigkeit in Betracht zu ziehende Druckschriften:

DE 24 60 839 B2
US 52 69 313
US 48 69 262
US 37 34 086

GEDDES, L.A.;

et.al.: Pulse Transit Time as an Indicator of Arterial Blood Pressure. In: Psychophysiology, Vol.18, No.1, S.71-74;

FRIESEN, Gary M.;

et.al.: A Comparison of the Noise Sensitivity of Nin QRS Detection Algorithms. In: IEEE Transactions On Biomedical Engineering, Vol.37, No.1, Jan. 1990, S.85- S.98;

Prüfungsantrag gem. § 44 PatG ist gestellt

(64) Verfahren und Vorrichtung zur Messung und Anzeige von Blutdruck-Veränderungen

(57) Verfahren zur Messung und Anzeige von Blutdruckänderungen, bei dem aus der elektrischen Herzaktivität (EKG) ein R-Zacken-Signal und aus der peripheren Pulsweite ein Pulswellen-Maximum-Signal ermittelt werden, aus dem R-Zacken-Signal und dem das Pulswellen-Maximum wiedergebenden Signal eine Pulstransitzeit berechnet wird, die sich aus der Differenz der Zeit des Auftretens des Pulswellen-Maximums und dem Maximum des R-Zacken-Signals ergibt, wobei die Pulstransitzeit mit der zuletzt als gültig ermittelten Pulstransitzeit verglichen wird und nur dann als gültig erkannt wird, wenn die neu ermittelte Pulstransitzeit in etwa der vorher als gültig ermittelten Pulstransitzeit entspricht, ferner jede Pulstransitzeit einer Signalformung und einer statistischen Normierung, vorzugsweise z-Transformation, unterworfen wird, und daß das auf diese Weise gewonnene Signal ein Maß für die Blutdruckänderung darstellt und durch eine Anzeigeeinrichtung angezeigt wird.

DE 44 27 991 A 1

Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen

BUNDESDRUCKEREI 12. 95 508 067/153

11/32

DE 44 27 991 A 1

Die Erfindung betrifft ein Verfahren sowie eine Vorrichtung zur Messung und Anzeige von Blutdruck-Veränderungen gemäß dem Oberbegriff des Patentanspruchs 1 bzw. Patentanspruchs 4.

Die Behandlung von primärem Bluthochdruck (essentieller Hypertonie) wird durch Pharmakotherapie, Diät- und Bewegungsmaßnahmen sowie andere nicht pharmakologische Maßnahmen vorgenommen. Die therapeutischen Erfolge dieser Möglichkeiten sind jedoch noch nicht zufriedenstellend. Da Bluthochdruck wesentlich zur Haupttodesursache in westlichen Industrienationen beiträgt, nämlich Tod durch Herz- und Kreislauferkrankungen, ist die Behandlung von primärem Bluthochdruck von großer Bedeutung. Die unzureichenden therapeutischen Effekte speziell medikamentöser Therapieprinzipien liegen u. a. darin, daß die Patienten nur in unbefriedigendem Maße die ärztlichen Anordnungen befolgen und sich nicht immer zu einer dauerhaften Einnahme der verordneten Medikamente bewegen lassen. Dies ist u. a. dadurch begründet, daß zum einen ein großer Teil hypertoner Patienten beschwerdefrei ist, zum anderen antihypertone Medikation oft mit unerwünschten Nebenwirkungen behaftet ist.

Hypothone Patienten haben hingegen aufgrund ihres Leidensdrucks eine große Bereitschaft, aktiv gegen diese Symptome vorzugehen.

Es ist inzwischen bekannt, daß das Herz-/Kreislaufsystem hinsichtlich seiner Funktion willentlich beeinflusst werden kann. (Miller, N.E. (1969). Learning of visceral and glandular responses. Science, 163, 434-445). Dies setzt allerdings voraus, daß die betreffende Person bzw. der Patient den aktuellen Aktivierungsgrad dieses Systems kennt.

Der Erfindung liegt die Aufgabe zugrunde, ein Verfahren und eine Vorrichtung zur Messung und Anzeige von Blutdruckänderungen anzugeben, mit dessen Hilfe ein Patient in der Lage ist, den Aktivierungsgrad seines Herz-/Kreislaufsystems zu erkennen.

Diese Aufgabe wird erfindungsgemäß durch die Merkmale im Patentanspruch 1 bzw. Patentanspruch 5 gelöst.

Das erfindungsgemäße Verfahren bzw. die erfindungsgemäße Vorrichtung nutzt den Effekt aus, daß die Pulstransitzeit (PTZ) eng mit der Dynamik des Blutdruckes zusammenhängt. Die Änderungen der Pulstransitzeit entsprechen wesentlich Änderungen des Blutdruckes. Gemäß der Erfindung wird daher eine kontinuierliche Messung von Elektrokardiogramm (EKG) und Plethysmogramm vorgenommen, um die Pulstransitzeit mit geringem Aufwand für jeden Herzschlag zu messen. Anstelle der Anwendung des Photoplethysmogramms kann auch die Phonokardiographie Anwendung finden.

Gemäß der Erfindung wird aus der EKG-Messung die R-Zacke herausgeführt, während beispielsweise mit dem Photoplethysmogramm ein Pulswellen-Maximum ermittelt wird. Diese beiden Signale werden gemäß der Erfindung ausgewertet und ergeben die Pulstransitzeit. Die Pulstransitzeit bzw. das Pulstransitzeit-Signal wird einer Signalformung und einer Auswertung unterworfen, bevor es dem Patienten als Anzeige dient.

Im folgenden wird eine bevorzugte Ausführungsform des erfindungsgemäßen Verfahrens und der erfindungsgemäßen Vorrichtung zur Erläuterung weiterer Merkmale und Vorteile beschrieben.

Es zeigen:

Fig. 1 ein Blockschaltbild der gesamten Vorrichtung

zur Erfassung und Anzeige von Blutdruckänderungen entsprechenden Signalen,

Fig. 2 ein Blockschaltbild der Schaltung zur Ermittlung des R-Zacken-Signals,

Fig. 3 ein Blockschaltbild einer Schaltung zur Erfassung des Pulswellen-Maximum-Signals, und

Fig. 4 eine Darstellung einer Signalformschaltung, welcher das Pulstransitzeit-Signal zur Signalformung, Auswertung und Anzeige zugeführt wird.

Ein Maß für die Pulstransitzeit (PTZ) ist der zeitliche Abstand der peripheren Pulswelle von der R-Zacke des EKGs. Die periphere Pulswelle wird zum Beispiel am Finger oder Ohrfläppchen durch ein Photoplethysmogramm gemessen. Verkürzungen der Pulstransitzeit entsprechen Erhöhungen des Blutdrucks, während Verlängerungen der Pulstransitzeit in entsprechendem Maße von Blutdruckerniedrigungen begleitet sind. Über die Messung von Veränderungen der Pulstransitzeit kann somit auf Veränderungen des Blutdrucks geschlossen werden. Absolute Umrechnungen von der Pulstransitzeit auf den Blutdruck sind dagegen nicht möglich und auch zum Zwecke des vorliegenden Verfahrens und der vorliegenden Vorrichtung nicht notwendig. Gemäß vorliegender Erfindung interessiert zum Zwecke einer Selbstkontrollanwendung nur der dynamische Verlauf der Führungsgröße, das heißt der Pulstransitzeit.

Zur Ermittlung der Pulstransitzeit werden gemäß der Erfindung die elektrische Herzaktivität (EKG) und die Druckwelle im Gefäßsystem (Photoplethysmogramm) gemessen.

Eine bloße Rückmeldung der Führungsgröße ist zur Ausbildung einer dauerhaften Blutdruck-Kontrollkompetenz ungeeignet; Artificielle Fremdeinflüsse (Artefakte), unerwünschte Lernstrategien und organisch bedingte Überlagerungen, zum Beispiel durch Atmung und Bewegung, sind dabei zu berücksichtigen bzw. auszuschließen.

Gemäß der Erfindung werden am Patienten an geeigneter Stelle und in geeigneter Weise sowohl die elektrische Herzaktivität als auch eine periphere Pulswelle abgeleitet. Die Ableiteorte für diese Signale sind dabei so gewählt, daß die hier interessierenden Signalcharakteristiken, nämlich R-Zacke und Pulswellen-Maximum, möglichst deutlich hervortreten bzw. erfassbar sind.

Aufgrund der Drehung des elektrischen Herzvektors im Herzzyklus muß zur Ableitung einer möglichst prominenten R-Zacke darauf geachtet werden, daß die in Bezug auf die Sagittallinie höhere Elektrode rechts und die niedrigere Elektrode links angebracht wird. Bei vorliegender Erfindung ist beabsichtigt, daß der Patient die Vorrichtung in die linke Hand nimmt, das heißt es wird eine EKG-Elektrode durch eine geeignet beschichtete Außenkante realisiert. Da an der Handinnenfläche durch die Größe des Kontaktbereichs sowie einer großen Zahl von Schweißdrüsen ein relativ geringer Übergangswiderstand vorliegt und die Anwendung besonders einfach ist, ist die Ausbildung der EKG-Elektrode am Gerät selbst sinnvoll. Die zweite Elektrode wird in Form eines metallisch beschichteten Ohrclips oder dergleichen realisiert, der ebenfalls sehr einfach anzuklemmen ist und darüberhinaus auch gleichzeitig die Möglichkeit bietet, die periphere Pulswelle zu erfassen.

Nachfolgend wird auf Fig. 1 Bezug genommen.

Am Patienten wird in der vorstehend beschriebenen Weise über Signalaufnehmer das EKG-Signal und die periphere Pulswelle erfaßt. Die durch Signalaufnehmer 2, 3 abgeleiteten Signale werden einer Signalverarbeitungsschaltung 4 zugeführt, deren Ausgangssignal die

Wellenlaufzeit bzw. Pulstransitzeit repräsentiert. Dieses Ausgangssignal wird einer Signalformschaltung 6 zugeführt, die einseitig mit einer Auswerteschaltung 7 verbunden ist und ein Signal an eine Anzeigeeinheit 8 liefert. Der Patient ist damit in der Lage, über die Anzeige 8 Informationen über seinen Blutdruck zu erhalten und durch sein Verhalten bzw. durch willentliche Beeinflussung seinen Blutdruck zu verändern. Diese Veränderung wird dann wiederum über die Signalaufnehmer 2, 3 erfaßt.

Fig. 2 zeigt eine bevorzugte Ausführungsform einer Einrichtung zur Erfassung des R-Zacken-Signals.

Das von dem Signalaufnehmer 2 abgenommene EKG-Signal wird gemäß Fig. 2 einem Differenzverstärker 10 zugeführt. Der Differenzverstärker weist einen hohen Eingangswiderstand für Gleichtaktsignale auf, infolgedessen die Schaltung unempfindlich wird gegenüber unterschiedlich großen Übergangswiderständen der Ableiteorte, zum Beispiel der linken Hand und dem rechten Ohr. Weiterhin wird in dem Differenzverstärker 10 eine große Gleichtaktunterdrückung gewährleistet, was berücksichtigt, daß die Signale an dem Signalaufnehmer 2, die die gleiche Phasenlage haben, aller Wahrscheinlichkeit nach keine R-Zacken-Signale sind. Der Differenzverstärker 10 weist vorzugsweise eine hohe Verstärkung auf und bewirkt zudem eine Dämpfung von niederfrequenten und sehr hochfrequenten Signalen.

An den Differenzverstärker 10 ist ein spannungsgesteuerter Verstärker 12 angeschlossen, der einen Verstärkungsfaktor von 10 bis größer 100 hat und zusammen mit der Verstärkungssteuerung eine Mittelwertbegrenzung des gleichgerichteten Signals auf ca. 1 V bewirken soll. Die dem Verstärker 12 zugeführten Eingangssignale können Schwankungen bis zum Faktor 1000 aufweisen.

An den Verstärker 12 schließen sich vorzugsweise ein Bandpaßfilter 14, ein Tiefpaßfilter 15 und ein Bandsperfilter 16 an, von welchen das Tiefpaßfilter 15 eine Grenzfrequenz von vorzugsweise ca. 20 Hz und eine Filtercharakteristik ähnlich Chebychev aufweist. Das Bandsperfilter 16 ist für den 50–60 Hz Netzbrumm vorgesehen und hat eine möglichst hohe Frequenzgenauigkeit sowie eine Güte größer 1,0. Das Bandpaßfilter 14 hat vorzugsweise eine Mittelfrequenz von 17 Hz, kann aber im Bedarfsfall entfallen, wenn die Bandpaß-Filtereigenschaft bereits durch die anderen Filter abgedeckt wird.

Ein an die vorgenannten Filter angeschlossener Zwischenverstärker 18 ist mit einem Gleichrichter 20 verbunden, der zur Verbesserung der Signalqualität die Wechselspannung gleichrichtet und ein Ausgangssignal für die Verstärkungsregelung im Verstärker 12 liefert.

An den Gleichrichter 20 ist ein Spitzendetektor 22 angeschlossen, der die R-Zacke des EKGs mit einer adaptiven Schwellwertschaltung erfaßt.

Nachfolgend wird auf Fig. 3 Bezug genommen.

Gemäß Fig. 3 ist zur Erfassung des Pulswellen-Maximums ein Eingangs-Differenzverstärker 26 vorgesehen, dessen Eingangssignal von dem Signalaufnehmer 3 abgeleitet wird. An den Differenzverstärker 26 schließt sich ein Filter 27 und an das Filter 27 ein Spitzendetektor 28 an. Das Filter 27 kann aus einem Tiefpaß und/oder Hochpaßfilter bestehen, wobei die Grenzfrequenz des Tiefpasses bei 10 Hz und die des Hochpasses bei 0,1 Hz liegt.

Aus dem R-Zacken-Signal, das am Ausgang der Blockschaltung nach Fig. 2 erhalten wird, und dem Puls-

wellen-Maximum-Signal, das am Ausgang der Schaltung nach Fig. 3 erhalten wird, wird nun die Pulstransitzeit (PTZ) bestimmt. Gemäß vorliegender Erfindung liegt die zeitliche Auflösung bei mindestens einem kHz, um das zeitliche Auftreten der logischen Signalwerte mindestens mit Millisekundenauflösung registrieren zu können.

Die Pulstransitzeit ermittelt sich aus der Differenz des Zeitpunktes des Auftretens des Pulswellen-Maximums und dem vorangehenden Maximum der R-Zacke. Die Pulstransitzeit wird somit in der Schaltung 4 (Fig. 1) ermittelt unter Einsatz verschiedener Algorithmen. Zur Vermeidung von Artefakten, zum Beispiel durch Bewegungen oder kurzfristig schlechte Kontakte, muß eine Kontrolle der ermittelten Pulstransitzeit erfolgen, das heißt es wird ermittelt, ob die erfaßte Pulstransitzeit plausibel ist oder nicht. Aus der zeitlichen Abfolge ergibt sich, daß eine negative Pulstransitzeit ausgeschlossen ist und auf einen nicht detektierte R-Zacke hinweist. Entsprechend sind unphysiologische RR-Abstände (kleiner 400 ms oder größer 1300 ms) bzw. Pulstransitzeiten (kleiner 170 ms oder größer 400 ms) auszuschließen. Ergänzend wird geprüft, ob die ermittelte Pulstransitzeit um mehr als eine Standardabweichung von der empirischen Verteilung der bisherigen als gültig erachteten Pulstransitzeiten abweicht.

Die Pulstransitzeit-Werte sind an den Herzzyklus gebunden und treten daher mit dessen Frequenz auf. Dies ist gemäß der Erfindung ungünstig, weshalb ein Resampling der Pulstransitzeit erfolgt. Dieses Resampling wird mit exakt 1 Hz vorgenommen, so daß der Patient unabhängig von seiner Herzfrequenz einmal pro Sekunde aktuelle Informationen über seinen Blutdruck angezeigt bekommt.

Die auf diese Weise von der Herzfrequenz entkoppelten Pulstransitzeit-Signale werden in der Signalformschaltung 6 bearbeitet. Diese Verarbeitung beinhaltet eine z-Transformation einer gleitenden Epoche bzw. Periode der jeweils letzten 30 s, mit der die absolute Meßgröße standardisiert wird, um intra- und interindividuelle Offsetschwankungen auszugleichen. Diese z-Transformation ist beschrieben beispielsweise in Diehl/Kohr, "Descriptive Statistik, Methoden in der Psychologie", Band 1, Fachbuchhandlung für Psychologie, Verlagsabteilung, Frankfurt, 1977, Seite 123 ff. Dabei werden die Werte einer Periode als Stichprobe aufgefaßt. Durch Subtraktion des Mittelwertes einer Stichprobe von Originalwerten und durch anschließende Division dieser Differenzen durch eine ermittelte Standardabweichung der Stichprobe werden die Einzelwerte so standardisiert, daß die Stichprobe der standardisierten Werte einen Mittelwert von 0,0 und eine Standardabweichung von 1,0 haben.

Wie sich aus der vorangehenden Beschreibung ergibt, wird durch die Auswertung der Pulstransitzeit dem Patienten eine Anzeige über seine Blutdruckveränderung in der vorstehend beschriebenen Weise gegeben.

Gemäß einer abgewandelten Ausführungsform der Erfindung, die nachfolgend unter Bezugnahme auf Fig. 4 beschrieben ist, wird das Verhalten des Patienten, d. h. die Veränderung seiner Blutdruckwerte erfaßt, separat ausgewertet und mit einer entsprechenden Wertung mit dem Signal aus der Pulstransitzeit gemischt, bevor es der Auswerteschaltung 7 und der dann folgenden Anzeige zugeführt wird.

Gemäß der dargestellten Ausführungsform nach Fig. 4 ist ein Taktgenerator 30 vorgesehen, der vorzugsweise ein 1-Hz Signal an eine Abtasteinrichtung 32 an-

1 Puls-Wellen-Einsteuerrichtung 32 empfängt als weiteres Signal das PTZ-Signal, das in Fig. 4 mit 33 bezeichnet ist. Durch die Abtast-Einrichtung 32 wird das erfaßte PTZ-Signal in vier verschiedene Mittelwertsignale mit unterschiedlich großen Zeitfenstern aufgespalten, wie dies durch die Blöcke 34 bis 37 in Fig. 4 angedeutet ist. Im einzelnen wird in dem Block 34 ein gleitender Mittelwert in einem Zeitfenster von 10 Minuten erfaßt, im Block 35 ein gleitender Mittelwert in einem Zeitfenster von 5 Minuten und im Block 36 ein gleitender Mittelwert in einem Zeitfenster von 2 Minuten, wobei der Block 37 die Länge des Zeitfensters mit beispielsweise 30 s festlegt.

In einem Block 38 wird ein Algorithmus realisiert, in welchem die Differenz gebildet wird zwischen dem Ausgangssignal des Blockes 34 und des Blockes 37, die Differenz zwischen dem Signal des Blockes 35 und 37 und die Differenz zwischen dem Signal des Blockes 36 und des Blockes 37, wobei die einzelnen Differenzen mit einem Bewertungsfaktor multipliziert werden und die dadurch erhaltenen Produkte aufsummiert werden. Auf diese Weise werden durch die Einrichtung 38 sogenannte Bonus-Werte aufgrund der vorangehenden Blutdruckänderungen ermittelt. In einer Clip-Schaltung 40 wird der vom Block 38 erhaltene Signalwert auf 0 bis maximal 12 ms als kritischem Wert begrenzt, wie dies nachfolgend noch beschrieben ist. Das Ausgangssignal der Clip-Schaltung 40 wird in einer Skalierschaltung 42 bearbeitet. Das Ausgangssignal der Skalierschaltung 42 und das von dem Block 37 erhaltene Signal werden einer Schaltung 46 zugeführt. Das Ausgangssignal des Blockes 37 wird nach einer z-Transformation gemäß obiger Beschreibung, die in Block 37 stattfindet, in eine Tabelle 44 (z-Tabelle) gegeben. Die Tabelle 44 ist vorzugsweise eine elektronische Speichereinheit, in der abhängig von den zugeführten z-Werten zugeordnete p-Werte ermittelt und ausgegeben werden.

Die Ausgangssignale der Schaltungsteile 42 und 44, die p-Werte darstellen, werden einer Schaltung 46 zugeführt, deren Funktion nachfolgend beschrieben ist. Das Ausgangssignal der Schaltung 46 wird einer vorzugsweise vorgesehenen Glättungsschaltung 47 zugeführt. Dieses Signal aus der Glättungsschaltung 47 wird gemäß einer bevorzugten Ausführungsform der in Fig. 4 nicht gezeigten Anzeigeeinrichtung zugeführt.

Vorangehende gleitende Mittelwerte der Pulstransitzeit sind je nach ihrem zeitlichen Abstand unterschiedlich gewichtet und werden angerechnet. Als Maß für den Signalverlauf vergangener Zeitfenster werden somit gleitende, nicht normierte Mittelwerte über jeweils 30 sec jeweils 2 min, 5 min und 10 min in den Schaltungen 34 bis 37 errechnet, wobei die vorstehend angegebenen Zeitwerte nach einer bevorzugten Ausführungsform vorgegeben sind. Dann werden die Differenzen zwischen den gleitenden Mittelwerten zum jeweils jüngsten Mittelwert, das heißt den Mittelwert des gleitenden 30 sec langen Zeitfensters in dem Block 38 berechnet und gehen als Maß für die Verbesserung bzw. Verschlechterung des Blutdruckwertes in die Berechnung ein. Bei dieser Gewichtung ist zu berücksichtigen, daß frühere Mittelwerte mit weniger Gewicht in die Berechnung eingehen als der aktuelle Mittelwert. Die Gewichte werden gemäß einer bevorzugten Ausführungsform, in aufsteigender Reihenfolge, d. h. zeitlich zurückgehend, festgelegt als $F_0 = 0,75$, $F_1 = 0,15$, $F_2 = 0,10$. Bei einer Modifikation dieser Gewichte ist darauf zu achten, daß sie in ihrer Summe 1,0 ergeben.

Der auf diese Weise-ermittelte Wert wird daraufhin

in der Clip-Schaltung 40 nach unten sowie nach oben begrenzt, so daß sich stetig verbesserte Verläufe nicht zu nachhaltigen auf die durch die Anzeigeeinrichtung 8 angezeigten Auswirkungen. Um hieraus einen Bonus zu errechnen wird in der Schaltung 42 das Ausgangssignal der Clip-Schaltung 42, das in ms skaliert ist, in einen p-Wert (Wahrscheinlichkeit) umgerechnet. Hierbei wird davon ausgegangen, daß eine Änderung der Pulstransitzeit um 12 ms im Verlaufe einer Beobachtung der Anzeige durch die Anzeigeeinrichtung 8 in der gewünschten Richtung als substantiell aufzufassen ist. Weiterhin wird festgesetzt, daß der Bonus die Wahrscheinlichkeit um nicht mehr als 35% erhöht. (Schaltung 42). Der Bonus ist daher in der Skalierschaltung 42 so skaliert, daß eine Änderung von 12 ms und mehr zu maximal 35% erhöhter Wahrscheinlichkeit führt. Durch Rücktransformation des aktuellen, das heißt aus dem 30 sec Zeitfenster errechneten z-Wertes in eine Wahrscheinlichkeitsdichte kann der Bonus addiert und das Ergebnis auf der Basis der Standardnormalverteilung in der Schaltung in einen z-Wert rücktransformiert werden. Damit wird die Anzeige neben dem z-Wert aus dem aktuellen 30 sec Zeitfenster auch durch vorangegangene Mittelwerte in der beschriebenen Weise bestimmt.

Die Anzeigeeinrichtung 8 bringt einen nochmal durch gleitende Mittelung aus mehreren Einzelwerten geglätteten z-Wert zur Anzeige. Dieser stetige z-Wert, der wegen der statistischen Normierung in 95% aller Fälle die Grenzen von ± 2 nicht verlassen kann, kann durch Kategorisierung in die erforderliche Anzahl diskreter Stufen umgerechnet werden. Gemäß einer bevorzugten Ausführungsform weist die Anzeigeeinheit 8 eine dieser Stufenzahl entsprechende Zahl von Anzeigemöglichkeiten auf, zum Beispiel zweimal acht lichtemittierende Dioden. Für positive und negative z-Werte aus der Anzeige kann der Patient daraus schließen, ob sein Blutdruck gesunken oder gestiegen ist.

Gemäß der in Fig. 4 dargestellten Ausführungsform kann eine zusätzliche Einheit vorgesehen sein, die sich an die Glättungsschaltung 47 anschließt und die nachfolgend beschrieben wird.

Das geglättete Signal der Schaltung 47 wird zusätzlich zur Anzeigeeinrichtung 8 auf zwei Summierschaltungen 50, 51 gelegt, von denen die Summierschaltung 50 ausschließlich positive z-Werte und die Summierschaltung 51 ausschließlich negative z-Werte aufsummiert. Die Signale der Summierschaltungen 50, 51 wird an eine Verhältnisschaltung 52 angelegt, die z. B. das Verhältnis aus der Summe der negativen Werte gegenüber der Summe aus summierten positiven und summierten negativen z-Werten bildet. Das Signal der Verhältnisschaltung 52 wird an eine zusätzliche Anzeigeeinrichtung 54 angelegt. Die Anzeigeeinrichtung 54 zeigt eine Blutdrucksenkung während des gesamten Beobachtungszeitraumes als relativen Wert an.

Patentansprüche

1. Verfahren zur Messung und Anzeige von Blutdruckänderungen, dadurch gekennzeichnet, daß aus der elektrischen Herzaktivität (EKG) ein R-Zacken-Signal und aus der peripheren Pulswelle ein Pulswellen-Maximum-Signal ermittelt werden, daß aus dem R-Zacken-Signal und dem das Pulswellen-Maximum wiedergebenden Signal eine Pulstransitzeit berechnet wird, die sich aus der Differenz der Zeit des Auftretens des Pulswellen-Maximums und dem Maximum des R-Zacken-Signals

ergibt,
daß die Pulstransitzeit mit der zuletzt als gültig
ermittelten Pulstransitzeit verglichen wird und nur
dann als gültig bekannt wird, wenn die neu ermittelte
Pulstransitzeit in etwa der vorher als gültig er- 5
mittelten Pulstransitzeit entspricht,
daß jede Pulstransitzeit einer Signalformung und
einer statistischen Normierung, vorzugsweise
z-Transformation, unterworfen wird, und daß das
auf diese Weise gewonnene Signal ein Maß für die 10
Blutdruckänderung darstellt und durch eine Anzei-
geeinrichtung angezeigt wird.

2. Verfahren nach Anspruch 1, dadurch gekenn-
zeichnet, daß bei der Signalformung eine z-Trans- 15
formation über ein gleitendes Zeitfenster mit vor-
bestimmter Länge vorgenommen wird.

3. Verfahren nach Anspruch 1 oder 2, dadurch ge-
kennzeichnet, daß zusätzlich zu der Ermittlung von
für Blutdruckänderungen repräsentativen Signalen
eine Bonusberechnung vorgenommen wird und 20
daß der ermittelte Bonus im Verhältnis zu dem
durch z-Transformation erhaltenen Wert addiert
oder subtrahiert wird.

4. Vorrichtung zur Messung und Anzeige von Blut-
druckänderungen mit wenigstens zwei Signalauf- 25
nehmern (2, 3) von denen ein erster Signalaufneh-
mer (2) zur Aufnahme eines EKG-Signales zwecks
Ableitung eines R-Zacken-Signales und der zweite
Signalaufnehmer (3) zur Aufnahme der peripheren
Pulswelle zwecks Ableitung des Pulswellenmaxi- 30
mum-Signales vorgesehen ist,
daß die beiden Signalaufnehmer (2, 3) an eine Bear-
beitungsschaltung angeschlossen sind, die eine Ein-
richtung (4a) zur Bearbeitung der R-Zacken-Signa- 35
les-aufweist sowie eine Einrichtung (4b) zur Bear-
beitung des Pulswellenmaximum-Signals,
daß eine Einrichtung (5) zur Berechnung der Puls-
transitzeit vorgesehen ist, an die eine Signalform-
schaltung (6) sowie eine Auswerteeinheit (7) mit
nachgeschalteter Anzeigeeinrichtung (8) ange- 40
schlossen sind.

5. Vorrichtung nach Anspruch 4, dadurch gekenn-
zeichnet, daß die Schaltung (4a) zur Bearbeitung
des R-Zacken-Signales einen Differenzverstärker 45
(10), eine Filterschaltung (14, 15, 16) und einen
Gleichrichter (20) enthält, welcher ausgangsseitig
an einen Spitzendetektor (22) angeschlossen ist.

6. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 4 oder 5,
dadurch gekennzeichnet, daß die Schaltung (4b) zur
Bearbeitung des Pulswellen-Maximums einen Dif- 50
ferenzverstärker (26), eine Filterschaltung (27) und
einen Spitzendetektor (28) aufweist.

7. Vorrichtung nach wenigstens einem der Ansprü-
che 4 bis 6, dadurch gekennzeichnet, daß eine
Schaltung (38, 40, 42) zur Bonusberechnung vorge- 55
sehen ist.

8. Vorrichtung nach Anspruch 7, dadurch gekenn-
zeichnet, daß die Schaltung (38) eine Summier-
schaltung enthält, in der die Summe aus mit einem
Faktor multiplizierten Differenzwerten berechnet 60
wird.

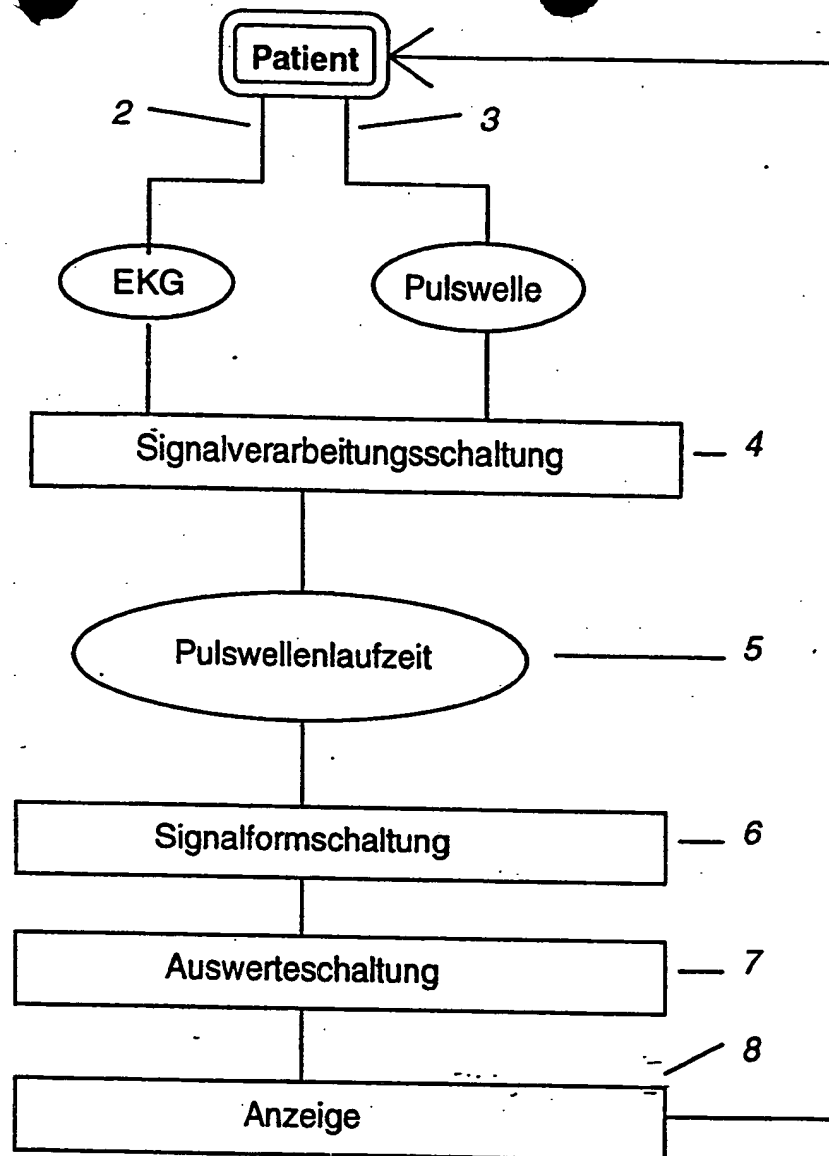
9. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 4 bis 8,
dadurch gekennzeichnet, daß Schaltungen (34 bis
37) zur Bildung vom gleitenden Mittelwerten vor-
gesehen sind. 65

10. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 4 bis 9,
dadurch gekennzeichnet, daß eine Schaltung (37)
zur z-Transformation vorgesehen ist.

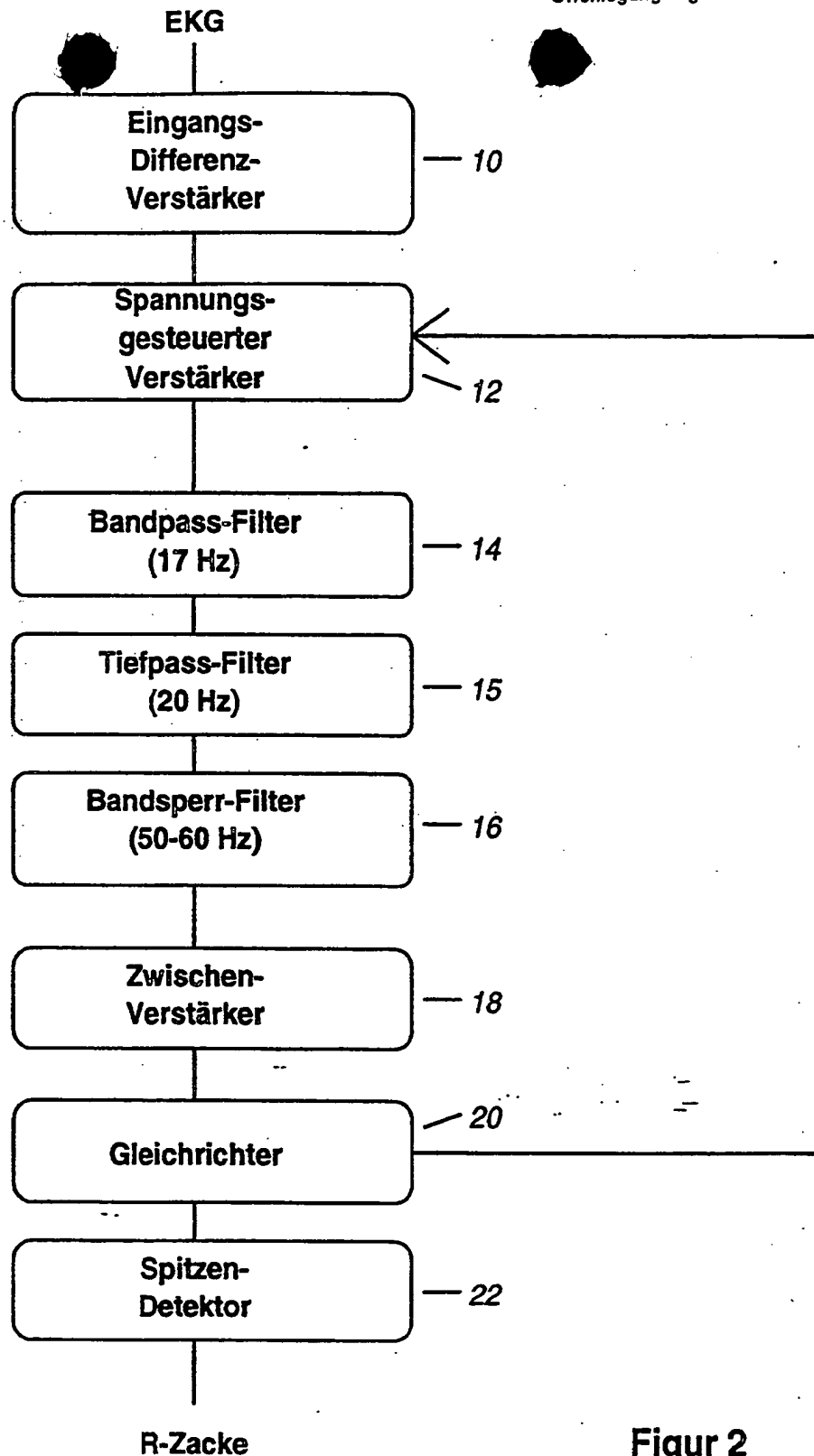
11. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 4 bis 9,
dadurch gekennzeichnet, daß eine Tabellenschal-
tung (44) zur Zuordnung von p-Werten bzw. Wahr-
scheinlichkeitswerten gegenüber den durch
z-Transformation erhaltenen z-Werten vorgesehen
ist.

Hierzu 4 Seite(n) Zeichnungen

- Leerseite -

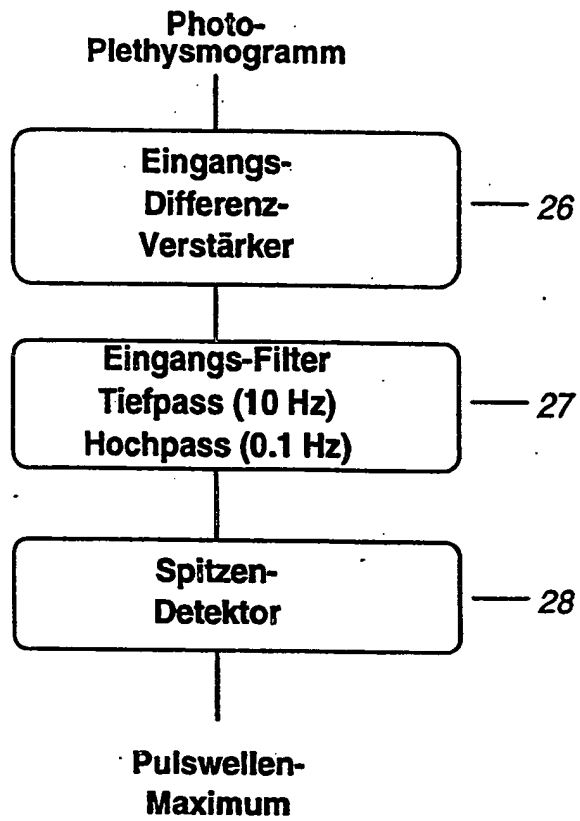


Figur 1

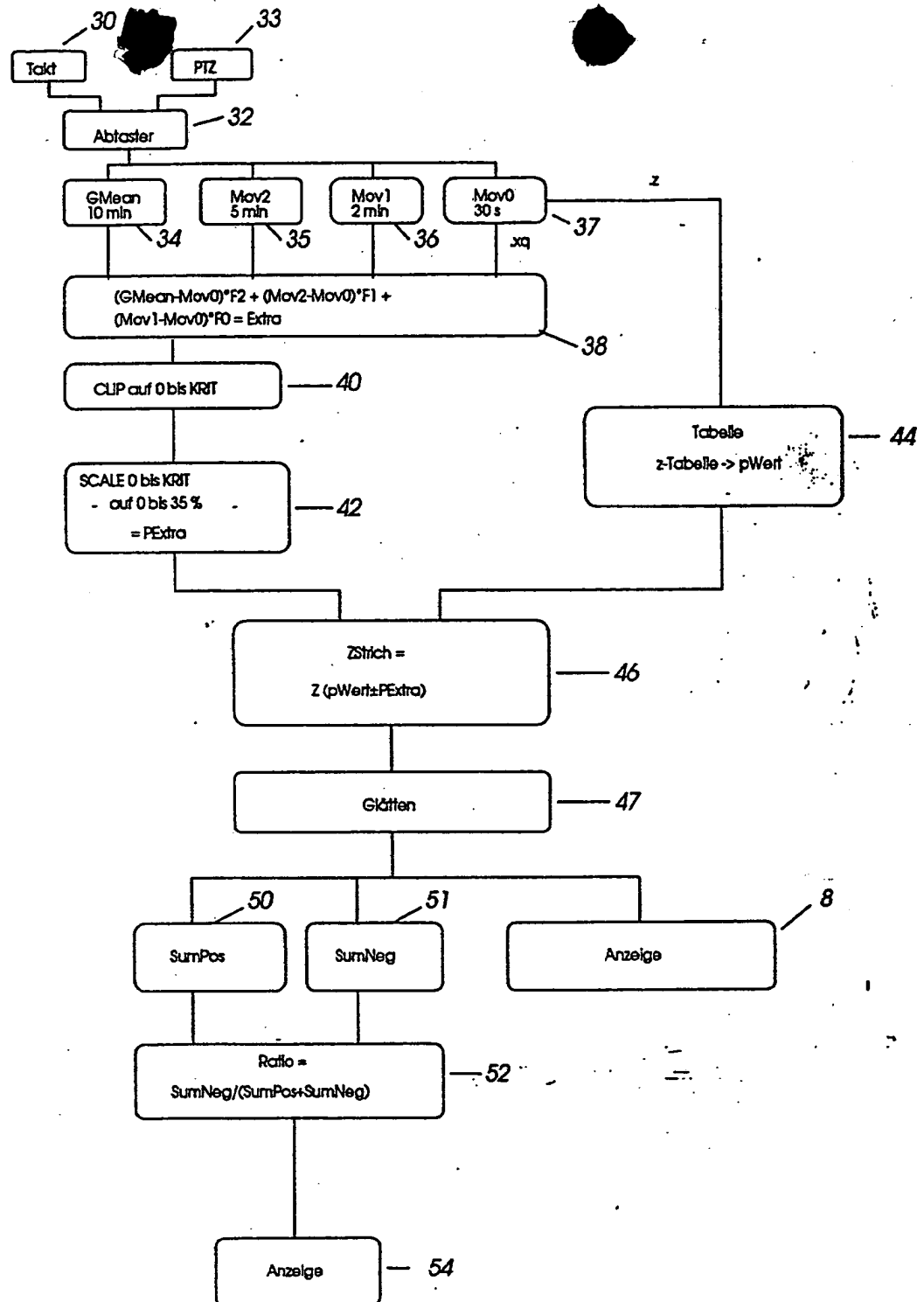


Figur 2

4b



Figur 3



Figur 4